

04, апрель 2016

УДК 004.021

Исследование алгоритмов выделения артефактов движения при анализе диагностических сигналов в функциональной диагностике

Пронина В.С., студент

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»*

Научный руководитель: Лужнов П.В., к.т.н., доцент

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»*

bauman@bmstu.ru

Введение

Использование сигналов электрокардиограммы имеет место не только в условиях стационарности. В некоторых случаях запись сигналов ведётся при наличии физических нагрузок и движения. Безусловно, движение сказывается на форме записанного сигнала и может значительно её исказить, что в свою очередь приведёт к неверной интерпретации полученных данных.

Большинство методов выделения артефактов движения в сигнале используют рассмотрение сигнала в частотной области [1], что является неподходящим решением в тех случаях, когда есть необходимость анализа сигнала в режиме реального времени. Рассмотрение сигнала во временной области встречается, в частности, при анализе электромиограммы. [5] В этом случае наличие движения наоборот является искомым фактором и фиксируется при превышении сигналом определённого порогового значения [5].

Также использование акселерометрического датчика является перспективным направлением в решении проблем, связанных с выделением артефактов движения в сигнале ЭКГ. [4,7]

Целью данной работы является исследование алгоритмов выделения двигательных помех в диагностических сигналах, а также возможности применения акселерометра в решении подобной задачи на примере сигнала.

О существующих методах применения акселерометра в выделении артефактов движения

В литературе известен способ выделения артефактов движения в сигнале электрокардиограммы с применением акселерометра. Например, в работе [4] предложен метод, в котором данные, полученные с акселерометра используются в качестве опорных для адаптивного фильтра. Полученные результаты показали, что адаптивный фильтр может уменьшить двигательные артефакты ЭКГ сигнала и позволяет чётко определить QRS - комплекс на отфильтрованной кардиограмме. Для того чтобы адаптивный фильтр решал на практике задачу оптимальной фильтрации необходимо, чтобы сигналы на его опорных входах содержали информацию о помехе и не содержали информацию о полезном сигнале. Артефакты движения, являющиеся причиной сдвига уровня сигнала, вызваны изменениями импеданса контакта электрода с кожей из-за движения электрода. Таким образом, в качестве источника шумового сигнала возможно использование акселерометра, который должен быть размещён очень близко к электроду.

В работе [7] было предложено использовать сигнал с 3-х осевого акселерометра в качестве опорного для адаптивного фильтра. Предполагают, что u , v и w – взаимно ортогональные оси координат акселерометра, а u' , v' и w' – эти же оси в декартовой системе координат. Для удобства принимают, что грудная клетка субъекта расположена в $v'w'$ -плоскости, а сигнал ЭКГ генерируется в нормальном направлении к этой плоскости и артефакты движения увеличивают/уменьшают амплитуду ЭКГ-сигнала сонаправленно/в противоположном направлении.

Ускорения движения $a=(a_1, a_2, a_3)$ могут быть преобразованы в $a'=(a'_1, a'_2, a'_3)$ с помощью поворотной матрицы по часовой стрелке с углом поворота. Таким образом получается соотношение, представленное в (1), а информация о движении x как входной сигнал для адаптивного фильтра может быть представлена согласно формуле (2).

$$\begin{pmatrix} -a'_1 \\ a'_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\frac{1}{2}\pi + \frac{1}{4}\pi) & \sin(\frac{1}{2}\pi + \frac{1}{4}\pi) \\ -\sin(\frac{1}{2}\pi + \frac{1}{4}\pi) & \cos(\frac{1}{2}\pi + \frac{1}{4}\pi) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin(\frac{1}{4}\pi) & \cos(\frac{1}{4}\pi) \\ -\cos(\frac{1}{4}\pi) & -\sin(\frac{1}{4}\pi) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -a_1 \sin(\frac{1}{4}\pi) + a_2 \cos(\frac{1}{4}\pi) \\ -a_1 \cos(\frac{1}{4}\pi) - a_2 \sin(\frac{1}{4}\pi) \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$x \propto (a_1 \sin(\frac{1}{4}\pi) - a_2 \cos(\frac{1}{4}\pi)), x = \alpha(a_1 - a_2) \quad (2)$$

При этом выходные данные системы после прохождения сигналом адаптивного фильтра рассчитываются исходя из соотношения (3):

$$o = x - y = v + m - y \quad (3)$$

где o – выходные данные, x – входной сигнал, состоящий из v – искомого сигнала и m – неизвестной помехи, y – выходной сигнал с адаптивного фильтра.

Ещё один способ применения акселерометра для анализа артефактов движения в сигнале ЭКГ был предложен в патенте [2]. Устройство, описанное в данной работе, функционирует следующим образом. Разность потенциалов с контактных групп подается на специализированный операционный усилитель, результирующий ЭКГ-сигнал обрабатывается фильтром и оцифровывается посредством АЦП. Оцифрованный ЭКГ сигнал передается в микроконтроллер и обрабатывается совместно с оцифрованным сигналом с трехкоординатного акселерометра и данными с часов реального времени. Это делается для определения того, насколько активен был пациент в моменты снятия того или иного участка ЭКГ. В устройстве, описанном в патенте, акселерометр используется с целью снижения влияния артефактов движения на сигнал ЭКГ, то есть в момент, когда акселерометр регистрирует двигательную активность, прибор переходит с «спящий режим».

Некоторые сведения о сигнале ЭКГ и артефактах движения

Как видно из рис.1, рис.2 и рис. 3, движение действительно сильно влияет на форму сигнала электрокардиограммы. На рис. 1 представлен сигнал ЭКГ, записанный с добровольца, находившегося в положении стоя и не совершавшего движений. [6]



Рис. 1. Сигнал ЭКГ, записанный в стационарном состоянии [6]

На рисунке 2 представлен сигнал ЭКГ, записанный с того же субъекта, только в процессе ходьбы. Как видно из графика, некоторые параметры сигнала претерпели изменения: значительно увеличилась амплитуда Т-волны, появилось колебание изолинии.

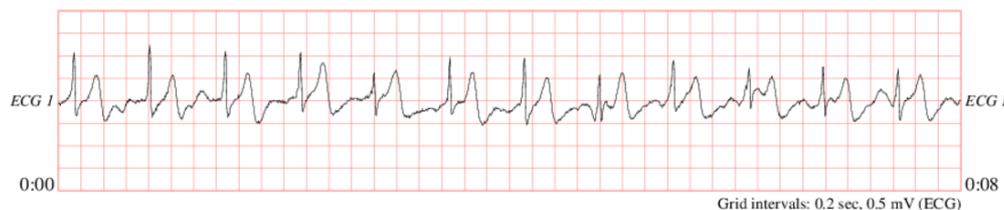


Рис. 2 Сигнал ЭКГ, записанный в процессе ходьбы [6]

На рис. 3 представлен сигнал ЭКГ, записанный с того же субъекта при условии совершения им прыжков. Как видно из графика, в момент прыжка сигнал ЭКГ претерпел сильное искажение. Такую помеху достаточно сложно просто отфильтровать или сгладить, поэтому она может внести дезинформацию в процесс анализа сигнала.



Рис. 3 Сигнал ЭКГ, записанный при совершении прыжков [6]

Исходя из известных характерных параметров (таблица 1) сигнала ЭКГ, можно сделать вывод о том, что нарушение формы сигнала вследствие двигательной активности вносит существенную ошибку в интерпретацию данных.

Таблица 1

Нормальные показатели элементов электрокардиограммы [3]

| | | |
|--------------|---|---|
| Зубец Р | Продолжительность в норме | <120мс |
| | Высота | <2,5 мм (≤ 2 мВ) – в стандартных отведениях, <1,5 мм (≤ 1 мВ) – в грудных отведениях.. |
| | Расстояние между вершинами | <40 мс |
| Интервал PR | Продолжительность в норме (от начала зубца Р до первого зубца комплекса QRS): | У детей – 100-120 мс У подростков – 120-160 мс У взрослых – 140-210 мс В среднем - 120-200 мс, 200 мс - при ЧСС 40-50`, 150 мс при ЧСС 80` |
| Комплекс QRS | Продолжительность комплекса | 40-100 мс, у самого широкого комплекса не должна превышать 100 мс. Если более 100 мс – |

| | | |
|---------|--------------------------|--|
| | | синдром WPW или блокада ножек п.Гиса. |
| | Амплитуда комплекса QRS: | MIN: в стандартных отведениях > 0,5 mV (0,5 см), в V1-V6 > 1 mV (1 см). |
| Зубец R | Высота | В норме отмечается постепенное увеличение от V1 к V5 («прогресс зубца R»). Max R в V5, реже в V4. I отведение ≤ 15 мм (1,5 mV). II, III, aVF ≤ 19 мм (1,9 mV) V1: 12-20 лет – 0-15 мм, 20-30 лет – 0-8 мм, более 30 лет – 0-6 мм V2 – 0,3-12 мм (возрасте > 30 лет); V3 – 3-24 мм (возрасте > 30 лет) V4-V5 ≤ 25-27 мм (2,5 mV). R в V6 чаще меньше, чем в V5. |

Мышечные шумы, вызванные биопотенциалами работающих мышц, имеют протяжённый спектр частот и их ослабление возможно оптимальным размещением электродов в местах, где мало скелетных мышц.

Помехи, возникающие при движении за счёт изменения напряжения поляризации от смещения электродов, имеют спектр частот от 1 до 10 Гц. [1]

Материалы и методы

Рассмотрение и анализ сигнала во временной области является основой однопорогового метода, описанного в работе [5] применительно к сигналу электромиограммы. В этой работе было предложено усовершенствование однопорогового метода путём реализации его с использованием двух порогов. Аналогичный метод был

применён к сигналу ЭКГ с целью наиболее точного выделения R-зубцов и дальнейшего анализа интервалов между ними.

С целью преодоления неточностей однопорогового метода в 1998 году был предложен двухпороговый метод [5]. При этом первый порог t_1 выбирается по аналогии с однопороговым методом, а второй порог t_2 определяет наименьшее число отсчётов сигнала в выбранном временном окне, для которых значение выбранного параметра должно превышать порог t_1 .

В ходе работы над научно-исследовательской работой двухпороговый, алгоритм которого был создан при помощи программы MATLAB2011, метод был применён к сигналу электрокардиограммы, содержащем на некотором участке артефакт (рис. 4). Для начала с помощью изложенного выше метода были определены R-зубцы в сигнале (рис. 5). Далее проводился анализ полученного графика, в котором определялось расстояние между R-зубцами посредством вспомогательной функции. Расстояния между R-зубцами запоминались в отдельный массив для дальнейшего анализа. Участок с наибольшим расстоянием между R-зубцами фиксировался как содержащий артефакт (рис. 6). После чего проводился анализ уже зафиксированного участка с помехой на предмет поиска максимальных значений помехи (рис. 7).

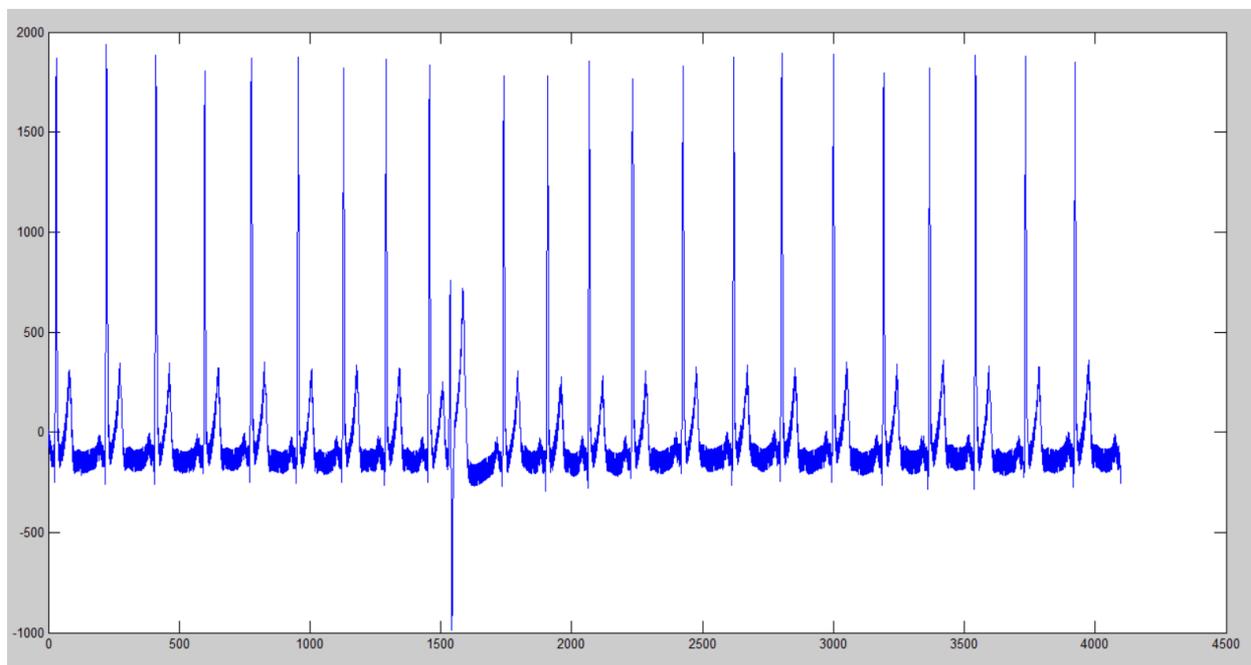


Рис. 4. Сигнал ЭКГ с артефактом движения

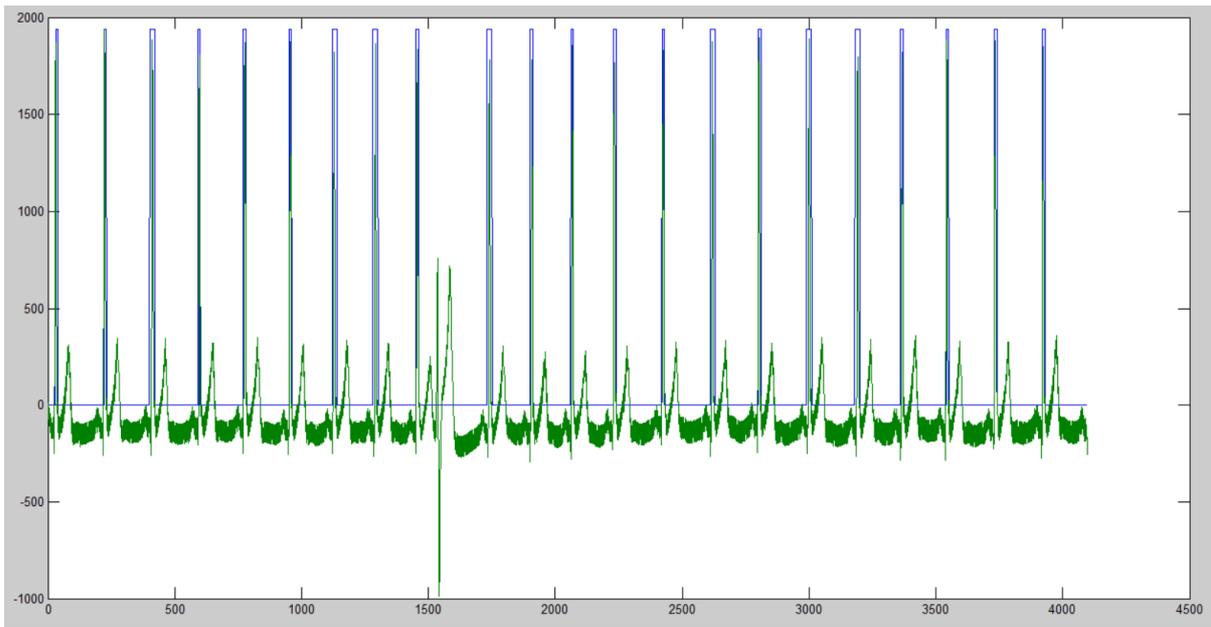


Рис. 5. Определение R-зубцов в сигнале ЭКГ

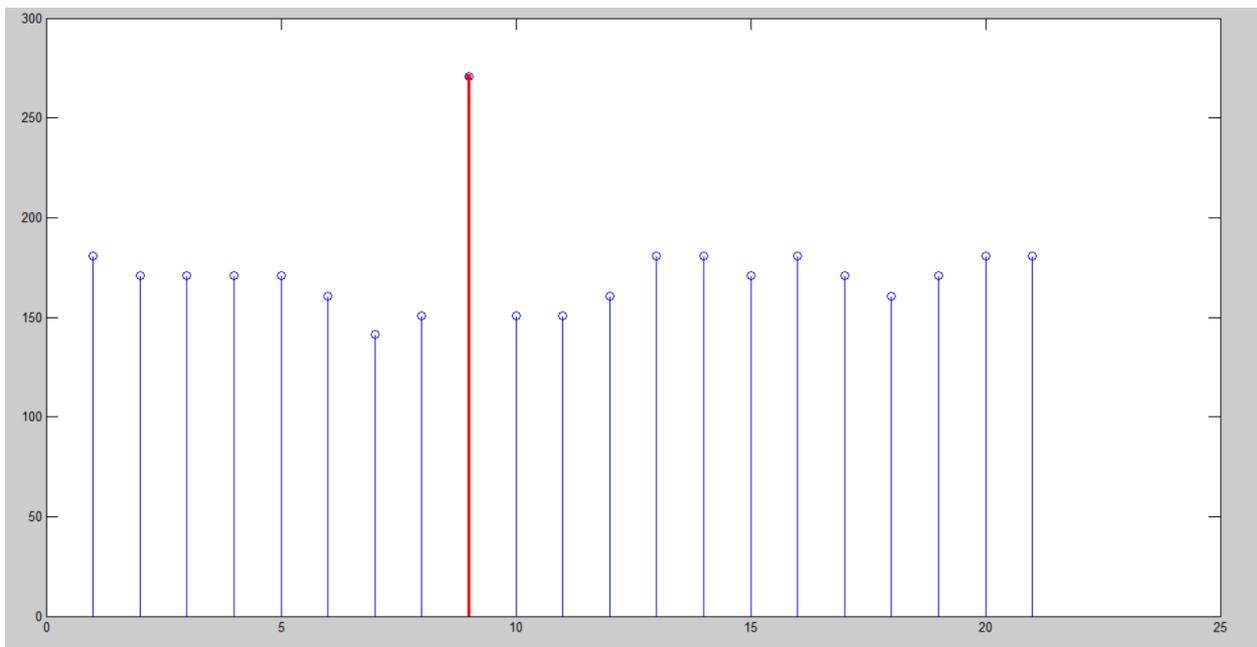


Рис. 6. Фиксирование номера участка, содержащего артефакт

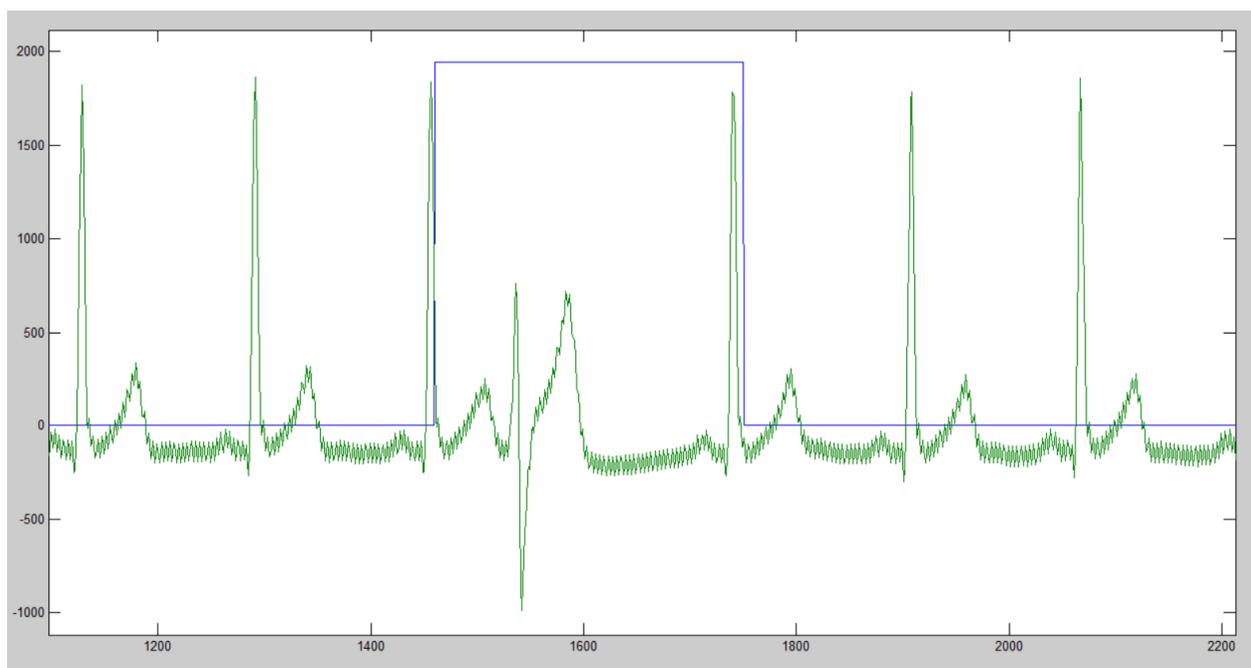


Рис. 7. Выделение участка, содержащего артефакт

Заключение

Из полученных результатов видно, что описанный метод выделения участков, содержащих артефакты движения, не обеспечивает необходимой точности. По графику, представленному на рис. 7, можно видно, что определённый интервал, содержащий артефакт, включает в себя информативный участок, а именно R-зубец. Это может привести к потере полезных данных.

В дальнейшем в работе с целью более точного определения участков, содержащих артефакт движения, предлагается использование акселерометрического датчика совместно с прибором, осуществляющим регистрацию биологического сигнала. Для этого запись сигналов должна проводиться одновременно, чтобы в дальнейшем была возможность сопоставления двух графиков и соотнесение участков, содержащих артефакт движения, в биологическом сигнале с интервалами активности на акселерометрическом датчике. Следующим этапом работы планируется реализация описанного алгоритма в аппаратной и программной части.

Список литературы

- [1] Барановский А.Л. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: учебное пособие для вузов. М.: Радио и связь, 1993. 243 с.

- [2] Бонч-Бруевич В.В., Носимый монитор с автоматической передачей диагноза по каналу связи при возникновении критической ситуации. Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/244/2444986.html> (дата обращения 23.12.2015).
- [3] Доказательная медицина для всех. Режим доступа: <http://medspecial.ru/wiki/Нормальные+показатели+ЭКГ> (дата обращения 23.12.2015).
- [4] Кайгородов А.В. Применение акселерометра для устранения помех кардиограммы, связанных с двигательной активностью пациента // Ползуновский вестник. 2014. № 2. С. 34 – 37.
- [5] Bonato Paolo, A Statistical Method for the Measurement of Muscle Activation Intervals from Surface Myoelectric Signal During Gait/ Paolo Bonato, Tommaso D'Alessio, Marco Knaflitz// IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING. 1993. № 3, vol. 45. P. 287 – 298.
- [6] PhysioNet. The research resource for complex physiologic signals. Режим доступа: <https://www.physionet.org> (дата обращения 29.12.2015).
- [7] Sung Won Yoon, Adaptive Motion Artifacts Reduction Using 3-axis Accelerometer in E-textile ECG Measurement. Режим доступа: https://www.researchgate.net/publication/5389466_Adaptive_Motion_Artifacts_Reduction_Using_3-axis_Accelerometer_in_E-textile_ECG_Measurement_System (дата обращения 23.12.2015).